

ULTRASONIC SENSOR ELEMENT AND MEDICAL PUMP SYSTEM PROVIDED WITH THE SAME

Publication number: JP7322392 (A)

Publication date: 1995-12-08

Inventor(s): YOSHIDA JUNICHIRO

Applicant(s): TERUMO CORP

Classification:

- international: **G01N29/24; A61M1/36; A61M5/00; A61M5/142; H04R17/00; G01N29/24; A61M1/36; A61M5/00; A61M5/142; H04R17/00; (IPC1-7): H04R17/00; A61M1/36; A61M5/00; A61M5/142; G01N29/24**

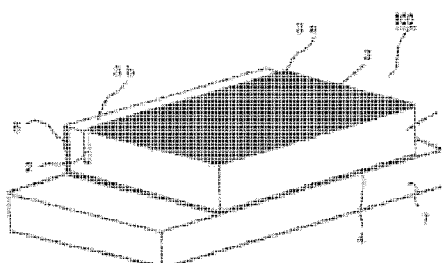
- European:

Application number: JP19950045593 19950306

Priority number(s): JP19950045593 19950306; JP19940061037 19940330

Abstract of JP 7322392 (A)

PURPOSE: To provide an ultrasonic sensor element to be used for an air bubble detector detecting air bubble incorporated within a tube in a medical pump, giving an alarm and stopping liquid to be fed and the medical pump system using the sensor element. **CONSTITUTION:** The one electrode 4 of electrodes 3 and 4 facing each other across a piezoelectric element 1 is extended up to the side surface of the piezoelectric element 1, the electrode 4 is defined as a side surface electrode 5, and the end part 3a of the other electrode 3 is provided with an electrode non-printing part 3b. A recessed part 2 is formed in this electrode non-printing part 3b. Because the polarization of the horizontal direction of the piezoelectric element 1 is prevented by the recessed part 2 when voltage is impressed on the electrodes 3 and 4 and the piezoelectric element 1 is polarized, the piezoelectric element 1 is efficiently polarized in a thickness direction and piezoelectric performance becomes excellent. In the medical pump system using this piezoelectric element, air bubble incorporated within the tube can be detected with accuracy and the transfer of liquid can be controlled.



Data supplied from the esp@cenet database — Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平7-322392

(43)公開日 平成7年(1995)12月8日

(51)Int.Cl. ⁸	識別記号	序内整理番号	F I	技術表示箇所
H 0 4 R 17/00	3 3 0 H			
A 6 1 M 1/36	5 2 0			
5/00	3 3 3			
5/142				

A 6 1 M 5/ 14 4 8 1

審査請求 未請求 請求項の数12 O L (全 13 頁) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願平7-45593

(22)出願日 平成7年(1995)3月6日

(31)優先権主張番号 特願平6-61037

(32)優先日 平6(1994)3月30日

(33)優先権主張国 日本 (J P)

(71)出願人 000109543

テルモ株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号

(72)発明者 吉田 潤一郎

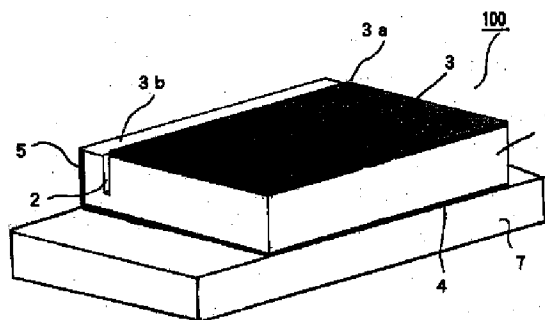
静岡県富士宮市三園平818番地 テルモ株式会社内

(54)【発明の名称】 超音波センサ素子及びそれを備えた医療用ポンプシステム

(57)【要約】

【目的】医療用ポンプに於いてチューブ内に混入する気泡を検出し、警報を発し、送液を停止させる気泡検出器に使用する超音波センサ素子及びそれを備えた医療用ポンプシステムの提供。

【構成】圧電素子1を挟んで対向する電極3、4の一方の電極4を圧電素子1の側面まで延設させて側面電極5とし、他方の電極3の端部3aには、電極未印刷部3bを設ける。この電極未印刷部3bに凹部2を形成する。電極3、4に電圧を印加して圧電素子1を分極するときに、凹部2により、圧電素子1の横方向の分極が防止されるので、圧電素子1は効率よく厚さ方向に分極され、圧電性能が優れたものとなる。これを用いた医療用ポンプシステムにあっては、チューブ内に混入する気泡を精度よく検出し、液体の移送を制御できる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 圧電素子と、該圧電素子上に対向して設けられた1対の電極とからなる超音波センサ素子であって、

一方の電極は、該圧電素子の側面まで延設され、他方の電極は、該一方の電極が延設された側面の端部から所定距離離間して設けられ、該側面と該他方の電極の端部との間に分極阻止部が形成されたことを特徴とする超音波センサ素子。

【請求項2】 該分極阻止部は、少なくとも1つの凹部により形成されてなるものであることを特徴とする請求項1記載の超音波センサ素子。

【請求項3】 該分極阻止部は、ほぼ平行して形成された2つの凹部により形成されてなるものであることを特徴とする請求項1記載の超音波センサ素子。

【請求項4】 該凹部は、電気絶縁性材料で充填されてなることを特徴とするにより形成されてなるものであることを特徴とする請求項2または3に記載の超音波センサ素子。

【請求項5】 該超音波センサ素子が、チューブ内の気泡を検出するための気泡検出用である超音波センサ素子。

【請求項6】 圧電素子と、該圧電素子上に対向して設けられた1対の電極とからなり、一方の電極は、該圧電素子の側面まで延設され、他方の電極は、該一方の電極が延設された側面の端部から所定距離離間して設けられ、該側面と該他方の電極の端部との間に分極阻止部が形成された超音波センサ素子と、該超音波センサ素子により検出された信号に基づいて医療用ポンプの駆動制御を行う制御手段とを備えてなることを特徴とする医療用ポンプシステム。

【請求項7】 該超音波センサ素子が、チューブ内の気泡を検出するための気泡検出用である請求項6記載の医療用ポンプシステム。

【請求項8】 該分極阻止部は、少なくとも1つの凹部により形成されてなるものであることを特徴とする請求項6記載の医療用ポンプシステム。

【請求項9】 該分極阻止部は、ほぼ平行して形成された2つの凹部により形成されてなるものであることを特徴とする請求項6記載の医療用ポンプシステム。

【請求項10】 該凹部は、電気絶縁性材料で充填されてなることを特徴とするにより形成されてなるものであることを特徴とする請求項8または9に記載の医療用ポンプシステム。

【請求項11】 該医療用ポンプが、蠕動式ポンプ、ローラポンプ、シリンジポンプ、遠心ポンプ、ダイヤフラム型ポンプのいずれかから選択されたものであることを特徴とする請求項8ないし10のいずれかに記載の医療用ポンプシステム。

【請求項12】 該医療用ポンプシステムが、人工肺を

含む体外循環血液回路であることを特徴とする請求項6ないし11のいずれかに記載の医療用ポンプシステム。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【産業上の利用分野】本発明は、薬液バッグ、輸血バッグ、薬液瓶、シリンジ等の液体容器の薬液、血液等を中空のチューブを介して体内に送液する輸液ポンプ、シリンジポンプ等の医療用ポンプ、人工肺を含む体外循環血液回路に設けられた医療用ポンプに於いてチューブ内に混入する気泡を検出し、警報を発し、送液を停止させる気泡検出器に使用する超音波センサ素子及びこれを備えた医療用ポンプシステムに関するものである。

【0002】

【従来の技術】輸液ポンプ、輸血ポンプ、シリンジポンプ等の医療用ポンプに使用される気泡検出器は溶液の溶存酸素が薬液容器の保存温度と大気との温度差により溶出しチューブ内に析出するものと、薬液容器内の薬液残量が少なくなり容器の気泡を混入して送液されるもの、また薬液容器と送液チューブ間のリークにより気泡を外部より混入するものに大別される。送液時、血管内に誤って入れることのできる気泡長は、J I S T-1653に規定されており、チューブ内に5～6mmの気泡が入った場合には警報を発し、送液を停止するように規定されている。

【0003】気泡検出器はチューブ内を通過する溶液と気泡の光の透過量を検出し判定する光検出型気泡センサと、音波伝搬の減衰量の違いを検出する超音波型気泡センサに大別される。

【0004】超音波型気泡検出器は液体中と気体中の超音波の減衰量の差を検出するもので光検出型気泡検出器で問題となる液滴の付着による透過量の誤差や着色薬液による誤差は生じない特徴があり、広く気泡検出器として使われている。

【0005】超音波型気泡検出器の構造は、図4のように2枚の仕切板7a、7bに送液チューブ8を挟み、仕切板7の裏側に対称位置に配置された1対の超音波センサ素子6a、6bにより検出される。1対の超音波センサ素子6a、6bは、超音波音波を発する送信（送波）部6aと超音波を受ける受信（受波）部6bにより構成されている。

【0006】超音波型気泡検出器は、特定の超音波が液体中と気体中を伝搬する際の超音波の減衰量の違いを利用するものであり、空気は水に比べほぼ1億倍の減衰量を示し超音波を殆ど伝搬することができない。

【0007】超音波型気泡検出器は、送信用超音波センサ素子6aと受信用超音波センサ素子6bの間に僅かな空気層の存在や超音波を減衰させる介在物が存在すると超音波はチューブ内が輸液剤、薬剤、血漿等の血液製剤、血液等の液体で満たされているにも関わらず介在物で超音波が減衰し、あたかもチューブ内に気泡が存在し

ているがごとく受信電圧を低下させ、気泡を誤検出する問題点がある。

【0008】このため、仕切板7a、7bと超音波センサ素子6a、6bの組立に当たっては充分に脱泡処理した接着剤を、超音波センサ素子6a、6bの電極面（不図示）に薄く塗布し、仕切板7a、7b背部と超音波センサ素子6a、6bの電極の接着剤塗布面を互いに向かい合わせて接着することが要求される。

【0009】また、超音波は物体中を容易に直進するため送信側仕切板7aと受信側仕切板7bの背部にそれぞれ接着固化した超音波センサ素子6a、6bは互いに実質的な面平行であり、位置合わせがされた配置に固定されることが要求される。このため、このような超音波センサ素子の接着に於いてリード線の引き出しは、従来のように超音波センサ素子の両面に設けられた2つの電極から半田付けでリード線を取り出すことはできない。半田の盛り上がりは、仕切板7a、7bと超音波センサ素子6a、6bとの密着性を阻害し、また平行度を出す際の障害となる。そこで、仕切板7a、7bと接着される電極を側面に引き回し、側面より電極を取り出す方法が行われている。

【0010】側面電極は、この電極を仕切板に接着固定した後、その部分にリード線を半田付けすることでこの電極の役割をし、送信用センサ素子、受信用センサ素子が各々構成される。しかし、側面電極は、その面積が小さく、折り返し量が少なくと側面の半田付けは困難となり、半田面にリード線からの応力で電極が圧電素子から剥離する問題があった。

【0011】また、電極面が側面全体に印刷されると、仕切板と接着されていない側の電極と接触し絶縁が得られない問題があった。

【0012】そこで仕切板と接着されていない側の圧電素子面に、側面に延設され仕切板と接着されている電極と接触しないように電極が設けられていない部分を設け、絶縁性の確保がなされてきた。気泡検出器に使用する圧電素子の発振周波数は2MHz以下で使用されている。周波数が高くなると超音波の減衰量は増大し、受信用センサ素子への信号感度が低下する。

【0013】今、圧電素子の発振周波数を1MHzとする気泡検出器を設計する場合、使用する圧電素子の周波数定数を2MHzの材料を使用すれば圧電素子の厚さは計算より2mmの厚さの圧電素子を使用することになる。

【0014】圧電素子は圧電機能を付加するため分極という操作を行う。これは、圧電素子を挟んで対向する2つの電極間にチタン酸鉛系圧電素子（以下、PT圧電素子という）では4KV/mm以上、チタン酸ジルコン酸鉛系圧電素子（以下、PZT圧電素子という）では2～3KV/mmの電圧を20～30分間印加して分極処理が行われる。今、厚さ2mm程度のPT圧電素子に分極

処理を行うには計算より8KVの電圧を電極両端に印加する必要がある。

【0015】ここで、仕切板と接着されていない側の電極の端部と、側面まで延設された電極端部の距離（幅）を1mmに設計すると電極間距離は、圧電素子厚さ距離（対向する2つの電極間距離）よりも短くなり8KVの電圧の印加は電極間放電を起こし、厚さ方向の分極ができない。

【0016】また、仮に弱く分極されても厚さ方向の分極ではなく、側面／仕切板と接着されていない側の電極の端部間の分極であり、厚さ方向に超音波を送信することができなかった。

【0017】

【発明が解決しようとする課題】以上の従来例で示したように、気泡長を高感度で正確に計測する気泡検出器を作るには、折り返し側面電極を持ち、圧電素子を厚さ方向に分極し、これを仕切板背部に取り付ける必要があった。

【0018】しかし、従来の圧電素子は、分極操作時に、側面と仕切板を接着されていない側の電極間の放電による耐圧（耐電圧）不良や弱い横方向への分極処理が限界であった。

【0019】他方、電極が設けられていない部分を圧電素子厚さ以上に幅を広げたものは圧電素子の分極部分が狭くなり送信／受信感度が小さくなり、送液状態で得られる信号と気泡下での信号強度の比が低下する問題がある。

【0020】また、仕切板と接着されていない側の電極面積を維持するため電極面積を広げたものは気泡幅以上に圧電素子の寸法が広がり同様に送液信号と気泡下の信号の比が低下した検出器しか得られなかった。

【0021】本発明は、以上の欠点を改善するためになされたものであって、圧電素子上の電極が設けられていない部分を最小にし、且つ大きな分極電圧を印加でき、チューブ内の液体中の気泡を検出できる超音波センサ素子及びこれを備えた医療用ポンプシステムを提供することを目的とする。

【0022】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するための本発明は、圧電素子と、この圧電素子上に対向して設けられた1対の電極とからなる超音波センサ素子であって、一方の電極は、圧電素子の側面まで延設され、他方の電極は、一方の電極が延設された側面の端部から所定距離離間して設けられ、側面と他方の電極の端部との間に分極阻止部が形成されたことを特徴とする超音波センサ素子である。

【0023】上記目的を達成するための本発明は、また、圧電素子と、この圧電素子上に対向して設けられた1対の電極とからなり、一方の電極は、圧電素子の側面まで延設され、他方の電極は、一方の電極が延設された

側面の端部から所定距離離間して設けられ、側面と他方の電極の端部との間に分極阻止部が形成された気泡検出用超音波センサ素子と、この気泡検出用超音波センサ素子により検出された信号に基づいて医療用ポンプの駆動制御を行う制御手段とを備えてなることを特徴とする医療用ポンプシステムである。

【0024】本発明の好ましい態様として、少なくとも1つの凹部（断面がほぼ矩形の溝）により形成されてなるものである。

【0025】本発明の好ましい態様として、分極阻止部は、ほぼ平行して形成された2つの凹部（断面がほぼ矩形の溝）により形成されてなるものである。

【0026】本発明の好ましい態様として、凹部は、電気絶縁性材料で充填されてなるものである。

【0027】本発明の好ましい態様として、超音波センサ素子が、チューブ内の気泡を検出するための気泡検出用である。

【0028】本発明の好ましい態様として、分極阻止部は、凹部（断面がほぼ矩形の溝）であり、この溝は $a \text{ (mm)} + b \text{ (mm)} > t \text{ (mm)}$ を満たし、 $a < t$ であることを特徴とする、医療用ポンプの気泡検出器用圧電素子である（ここで、 a は溝の深さ、 b は圧電素子の側面まで延設された一方の電極と、他方の電極との距離である。また、 t は、この圧電素子の厚さである）。

【0029】本発明の好ましい態様として、上記圧電素子の溝の幅 w は $b > w > 0 \text{ mm}$ であることを特徴とする。

【0030】本発明の好ましい態様として、上記圧電素子の溝の長さは $a + b \geq 1.1 t$ を満たし、且つ $a \leq 0.9 t$ であり、上記圧電素子の溝の幅 w は $0.9 b > w > 0.1 \text{ mm}$ であり、 b は $b \geq 0.5 \text{ mm}$ であることを特徴とする。

【0031】

【実施例】以下、添付図面を参照しつつ、実施例に係わる超音波センサ素子を詳細に説明する。

【0032】（実施例1）図1は、本発明の第1の実施例を示す斜視図、図2は断面図を説明するための図、図3は、図1、図2に示す超音波センサ素子100を超音波気泡センサに適用した例を示す図である。

【0033】図1、図2において、本発明の超音波センサ素子100は、圧電素子1を挟んで対向する2つの電極面3、4からなり、一方の電極4は、セラミック圧電素子1の側面のほぼ全体にまで延設された電極面5を有し、セラミック圧電素子1は、厚み方向に分極されている。

【0034】図3において、電極4面に、一液型RTV系接着剤（主成分：シリコンゴム）、1液または2液型のエポキシ樹脂系接着剤（主成分：エポキシ樹脂ポリアミドアミン、変成シリコンポリマー）、接触硬化型アクリル系接着剤（変性アクリルアミン系化合物）等から

選ばれる接着剤12を介して仕切板7に加圧接着して、その圧電素子の、仕切板7に接着されない電極面3の一端3aと圧電素子1の側面のほぼ全体にまで延設された電極面5との間の電極面が設けられていない部分（電極未印刷部）3bに、幅 w 、深さ a の凹部（溝）2を設ける構造を有するものである。この凹部2は、圧電素子1を分極させる際に、圧電素子1が横方向に分極されるのを実質的に阻止または防止し、圧電素子1が厚さ方向に分極されるようにするために設けられている。

【0035】圧電素子1としては、セラミック系のPZT ($\text{PbTiO}_3 - \text{PbZrO}_3$)、またはPZTを主成分とし、PbをBa, Sr, Caで置換したもの、または、PZTに第3成分を添加した、 $\text{Pb}(\text{Sb}_{1/2}\text{Nb}_{1/2})\text{O}_3$, $\text{Pb}(\text{Mg}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$, $\text{Pb}(\text{Co}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$, $\text{Pb}(\text{Ni}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$ 等の複合ペロブスカイト形化合物、PT (PbTiO_3) に微量添加物を入れたもの）が用いられる。また、高分子系のポリフッ化ビニリデン（PVDF）樹脂等を用いることもできる。

【0036】仕切板7としては硬質ポリ塩化ビニル樹脂、ABS樹脂、スチロール樹脂、アクリル樹脂等の比較的剛性の高い合成樹脂等が用いられる。

【0037】仕切板7の間隔は、図4に示すように仕切板7間に送液チューブ8の幅（チューブ外径）よりも実質的に狭い仕切板7と同じ材質からなるスペーサ（不図示）が挿入されており、仕切板7の間隔を一定に保持している。仕切板7の距離は挿入されるチューブの変形により、仕切板7に接触するチューブの幅と圧電素子1のオモテ電極幅が略同一になる寸法に形成されており、例えば、外径4mm、内径3mmの軟質塩化ビニル樹脂製の送液チューブ8では略間隔を2.3mmに設計される。

【0038】圧電素子1は、振動周波数を1MHzの周波数で設計したが、送・受信用圧電素子1a、1bに誘電率2,000のPZTを使用した。圧電素子1の厚さは、圧電素子1の周波数定数を測定し、厚さ1mm当たりの振動周波数を求め ($Nt = 2000 \text{ Hz} \cdot \text{m}$)、振動周波数1MHzの圧電素子厚さを計算した。この結果、圧電素子の厚さを2mmとした。また、寸法は、送液チューブの変形後の密着幅と略同一に設計しており、圧電素子1の幅を3.3mmとした。

【0039】圧電素子1の長さは、送液チューブ変形後の気泡長を求めこれと実質的に同一の長さを計測し圧電素子1の長さを7mmとした。また、圧電素子1の凹部の溝2は電極面が設けられていない領域の幅 b と、溝2の深さ a と、圧電素子1の厚さ t の関係式 ($a + b > t$) から、 a は1mm以上の深さが必要であり、 a は1.4mmとした。（ここで、 a は溝の深さ（mm）、 b は圧電素子1の側面まで延設された一方の電極と、他方の電極との距離（mm）である。また、 t は、これら

の電極の厚さ (mm) である)。なお、この溝の長さは圧電素子1の長さしと実質的に同一の長さとした。この圧電素子1は、分極電圧は6KVを約70℃の液槽中で約20分間印加し、分極操作を行った。

【0040】圧電素子1の仕切板7への接着は、接着剤12として一液性RTV接着剤(KE45-W:信越シリコン(株))を用い、電極面4のほぼ全面に薄くヘラで、気泡等が実質的に存在しないように一様に塗布し、仕切板7背面のチューブ装着位置とほぼ同一の部分に凹部2がチューブ8の上位位置になるようにして接着した。接着は、固定治具で圧力をほぼ均一に加圧(0.5kgf/mm²程度)してほぼ一昼夜放置して固定した。放置後固定治具より外し、ポンプに装着し超音波気泡検出器とした。

【0041】図5は、実施例1の超音波センサ素子100と仕切板7からなる超音波気泡検出器10を備えた送液制御機構を示すブロック図である。

【0042】超音波センサ素子100と仕切板7からなる超音波気泡検出器10において、送信(送波)部を17、受信(受波)部を18とし、信号発信手段21により発信された信号で、送信部17の送信用圧電素子に1MHz、5Vのサイン波(正弦波)を印加して信号を送信する。

【0043】受信用圧電素子を備えた受信部18は、受信用圧電素子で信号を受信し、増幅器22で約100倍に増幅し、交流成分のレベルを監視し0.5V以下の電圧で気泡長を5mm以上と判定できるようにしている。

【0044】増幅された受信信号は、警報監視回路23で判定し、気泡長が判定値を越えると輸液制御部24の回路が動作して送液を止めると共に送液チューブ8をクランプ等で圧閉して薬剤等の輸液の送液を遮断する。このとき、可聴音または、可視表示によって外部に報知する報知手段を設ける構成とすることもできる。また、無線またはテレメータ等により、ナースステーション等に報知するようにしてもよい。

【0045】図4(a)は、図1、図2に示す実施例の超音波センサ素子100を超音波気泡検出器10として組立て、送液チューブ8を挟んだ場合の上から見た断面図である。超音波気泡検出器10は、仕切板7aとその背後に接着固定して設けられた圧電素子1aと、送液チューブ8を挟んで対向する仕切板7bとその背後に接着固定して設けられた圧電素子1bとからなる。仕切板7aとその背後に接着固定して設けられた圧電素子1aからなる部材が送信用圧電素子として作用する場合には、仕切板7bとその背後に接着固定して設けられた圧電素子1bからなる部材が受信用圧電素子として作用する。この逆の場合であってもよい。なお、5a、5bは、セラミック圧電素子1a、1bの側面のほぼ全体にまでそれぞれ延設された電極面であり、11a、11bは信号線(リード線)である。また、9は、チューブ8内の輸

液、薬剤、血液製剤等の液体である。

【0046】同様に図4(b)は、横からの断面図である。図6と同一の構成のものは、同一符号とし、説明を省略する。チューブ8内の液体9に存在する気泡9aは、超音波気泡検出器10により、そのほぼ中央部で気泡長さが計測され、気泡が所定値以上の長さ、すなわち所定量の気泡が存在すると警報が発せられる。

【0047】図6は、超音波気泡検出器10を内蔵した医療用ポンプの模式図である。薬液等の入った輸液または輸液バッグがスタンド17に吊るされており、バッグ13の底面より可撓性の輸液チューブ14が出て、医療用ポンプ15に入り、上腕静脈に接続される。なお、ここでは、医療用ポンプ15として、蠕動式(ペリスタルティック)輸液ポンプを示している。この医療用ポンプとしては、シリンジポンプ、ローラポンプ、ダイヤフラム型ポンプ等の各種ポンプが目的に応じて適用できる。

【0048】超音波気泡検出器10は、輸液中の溶存酸素が薬液容器の保存温度と大気との温度差により溶出しチューブ内に析出するものと、薬液容器内の薬液残量が少なくなり容器の気泡を混入して送液されるもの、また薬液容器と送液チューブ間のリークにより気泡を外部より混入するもの等があり、例えば、5mm以上の気泡を監視し、その気泡に対しては警報を発すると共に装置の送液機能を停止させる役割を持つ。

【0049】送液チューブ8内に存在する気泡を除去した後は、リセットして、再び医療用ポンプ15を駆動させる。

【0050】(実施例2)超音波気泡検出器10の送信側にPZT圧電素子1を図1のように加工し送信部とし、一方、受信側にPT圧電素子1を同様に加工して受信部とした。

【0051】圧電素子1は形状を実施例1と同一にし、PZTは6KVで70度の液槽で20分間分極し、PTは周波数定数を測定し、周波数定数 $Nt = 2240 \text{ Hz} / \text{m}$ より圧電素子の厚さ t を2.24mmと求め設計した。凹部(溝)の深さは実施例1の計算式より a は1.24mm以上の深さが必要であり、 a はPZT同様1.4mmとして加工した。分極電圧は厚さ当たり4.5KVの分極電圧を印加するため10KVの電圧を、約100℃の液槽中でほぼ30分間分極処理し受信部とした。これ以外は実施例1と同様の超音波気泡検出器10を形成し、実施例1と同様の回路で駆動し、実施例1と同様に評価したところ図7の出力を得た。

【0052】(実施例3)超音波気泡検出器10の送信側にPZT-PNN(Pb(Ni_{1/3}Nb_{2/3})O₃)複合ペロブスカイト圧電素子1を図1のように加工し、送信部とした。受信側にPZT圧電素子1を同様に加工して受信部とした。

【0053】圧電素子1は、形状を実施例1と同一にし、PZT-PNNは周波数定数を測定し、周波数 Nt

=1950Hz/mより圧電素子1の厚さ t を1.95mmと求め設計した。凹部(溝)の深さは実施例1の計算式より a は0.95mm以上の深さが必要であり a は1.2mmの深さまで加工した。分極電圧は厚さ当たりPZT同様6KVで70度の液槽で20分間分極した。送信側はPZTを実施例1と同一にし、PZTは6KVで約70℃の液槽で20分間分極した。これ以外は実施例1と同様の超音波気泡検出器10を形成し、実施例1と同様の回路で駆動し、実施例1と同様に評価したところ実施例1とほぼ同様の図7のような出力を得た。

【0054】(実施例4)実施例1の圧電素子1の組合せで、仕切板7にABS樹脂を使い、接着剤12に変成シリコンポリマーとエポキシ樹脂を主成分とする接着剤(商品名:ボンドMOS7)を用いて圧電素子1のウラ電極(電極面4)に均一に塗布し、接着してほぼ24時間室温放置し硬化接着した。これ以外は実施例1と同様の超音波気泡検出器10を形成し、実施例1と同様の回路で駆動し、実施例1と同様に評価したところ実施例1とほぼ同様の図7のような出力を得た。

【0055】(実施例5)実施例2の圧電素子1の組合せで、仕切板7にノリル樹脂を使い、接着剤12にアクリル樹脂系を主成分とする接触硬化型接着剤(商品名:SGA-60)を用いて圧電素子ウラ電極に均一に塗布し、接着してほぼ24時間室温放置し硬化接着した。これ以外は実施例1と同様の超音波気泡検出器10を形成し、実施例1と同様の回路で駆動し、サンプル数20セットで実施例1と同様に評価した性能を調べたところ実施例1とほぼ同様の図7のような出力を得た。

【0056】また、20セットの超音波気泡検出器10を作り性能のばらつきを調べたところ気泡長5mmのものを検出する出力電圧は $0.5V \pm 0.1V$ であった。

【0057】実施例として、輸液ポンプの例を示したが、上述の実施例に限定されるものでなく、シリンジポンプ、体外血液循環回路等の医療用装置にも適用することができる。

【0058】なお、図8に実施例で用いたPZTとPTの圧電特性を示した。

【0059】なく、シリンジポンプ、体外血液循環回路等を含む医療用装置にも適用することができる。

【0060】(実施例6)図9は、本発明の他の実施例を示すで、その斜視図(図9(a))、その断面図(図9(b))である。

【0061】図9において、実施例1と同一の構成については、同一の参照番号を付している。

【0062】図9において、気泡検出用超音波センサ素子100は、圧電素子1を挟んで対向する表面3、裏面4の2つの電極面からなり、一方の電極面(裏面)4は、セラミック圧電素子1の側面のほぼ全体にまで延設された電極面5を有している。セラミック圧電素子1は、厚み方向に分極され、セラミック圧電素子1の裏電

極面4に、一液型RTV系接着剤(主成分:シリコンゴム)、1液または2液型のエポキシ樹脂系接着剤(主成分:エポキシ樹脂ポリアミドアミン、変成シリコンポリマー)、接触硬化型アクリル系接着剤(変性アクリルアミン系化合物)等から選ばれる接着剤12を介して仕切板7に加圧接着して、その圧電素子の、仕切板7に接着されない電極面(表面)3の一端3aと圧電素子1の側面のほぼ全体にまで延設された電極面5との間の電極面が設けられていない部分(電極未印刷部)3bに、幅 w 、深さ a の凹部(溝)2を設ける構造を有するものである。この凹部2の長さは、セラミック圧電素子1の長さ l と実質的に同一に形成されている。

【0063】この凹部2は、圧電素子1を分極させる際に、圧電素子1が横方向に分極されるのを実質的に阻止または防止し、圧電素子1が厚さ方向に分極されるようにするためのものである。

【0064】この凹部2に、一液型RTV系接着剤(主成分:シリコンゴム)、1液または2液型のエポキシ樹脂系接着剤(主成分:エポキシ樹脂ポリアミドアミン、変成シリコンポリマー)、接触硬化型アクリル系接着剤(変性アクリルアミン系化合物)等から選ばれる充填剤2aをスキージにより練り込み、室温で約20時間放置することにより硬化させ、電気絶縁性(耐電圧性)を改善している。

【0065】電気絶縁性(耐電圧性)材料としては、体積抵抗率 $1 \times 10^{12} \sim 1 \times 10^{16} \Omega \cdot \text{cm}$ 程度のものが使用される。

【0066】圧電素子1としては、セラミック系のPZT($\text{PbTiO}_3\text{-PbZrO}_3$)、またはPZTを主成分とし、PbをBa, Sr, Caで置換したもの、または、PZTに第3成分を添加した、Pb($\text{Sb}_{1/2}\text{Nb}_{1/2}$) O_3 , Pb($\text{Mg}_{1/3}\text{Nb}_{2/3}$) O_3 , Pb($\text{Co}_{1/3}\text{Nb}_{2/3}$) O_3 , Pb($\text{Ni}_{1/3}\text{Nb}_{2/3}$) O_3 等の複合ペロブスカイト形化合物、PT(PbTiO_3)に微量添加物を入れたもの)が用いられる。また、高分子系のポリフッ化ビニリデン(PVF)樹脂等を用いることもできる。

【0067】仕切板7としては硬質ポリ塩化ビニル樹脂、ABS樹脂、スチロール樹脂、アクリル樹脂等の比較的剛性の高い合成樹脂等が用いられる。

【0068】仕切板7の間隔は、図11に示すように仕切板7間に送液チューブ8の幅(チューブ外径)よりも実質的に狭い仕切板7と同じ材質からなるスペーサ(不図示)が挿入されており、仕切板7の間隔を一定に保持している。仕切板7の距離は挿入されるチューブの変形により、仕切板7に接触するチューブの幅と圧電素子1のオモテ電極幅が略同一になる寸法に形成されており、例えば、外径4mm、内径3mmの軟質塩化ビニル樹脂製の送液チューブ8では略間隔を2.3mmに設計される。

【0069】圧電素子1は、振動周波数を1MHzの周波数で設計したが、送・受信用圧電素子1a、1bに誘電率2,000のPZTを使用した。圧電素子1の厚さは、圧電素子1の周波数定数を測定し、厚さ1mm当たりの振動周波数を求め($Nt = 2000 \text{ Hz/m}$)、振動周波数1MHzの圧電素子厚さを計算した。この結果、圧電素子の厚さを2mmとした。また、寸法は、送液チューブの変形後の密着幅と略同一に設計しており、圧電素子1の幅を3.3mmとした。

【0070】圧電素子1の長さは、送液チューブ変形後の気泡長を求めこれと実質的に同一の長さを計測し圧電素子1の長さを7mmとした。また、圧電素子1の凹状の溝2は電極面が設けられていない領域の幅bと、溝2の深さaと、圧電素子1の厚さtの関係式($a+b>t$)から、aは1mm以上の深さが必要であり、aは1.4mmとした。(ここで、aは溝の深さ、bは圧電素子の側面まで延設された一方の電極と、他方の電極との距離である。また、tは、これらの電極の厚さである)。この圧電素子1は、分極電圧は6KVを約70℃の液槽中で約20分間印加し、分極操作を行った。

【0071】圧電素子1の仕切板7への接着は、接着剤12として一液性RTV接着剤(KE45-W:信越シリコン(株))を用い、電極面4のほぼ全面に薄くヘラで、気泡等が実質的に存在しないように一様に塗布し、仕切板7背面のチューブ装着位置とほぼ同一の部分に凹部2がチューブ8の上位位置になるようにして接着した。接着は、固定治具で圧力をほぼ均一に加圧(0.5kgf/mm²程度)してほぼ一昼夜放置して固定した。放置後固定治具より外し、ポンプに装着し超音波気泡検出器とした。

【0072】図10は、仕切板7へ圧電素子1を接着剤12で固定した状態を示す断面図である。

【0073】図11は、図9に示す実施例6の圧電素子を気泡検出器として使用するために組立て、可撓性の送液チューブ8を挟んだ状態を上から見た図(図11(a))、図9に示す実施例6の圧電素子を気泡検出器として使用するために組立て、可撓性の送液チューブ8を挟んだ状態を正面から見た図(図11(b))である。

【0074】実施例6の超音波センサ素子100と仕切板7からなる超音波気泡検出器10を備えた装置の送液制御機構、警報監視回路、警報等の報知機構は、図5と同様である。

【0075】実施例1と同様の回路で駆動し、実施例1と同様に評価したところ実施例1とほぼ同様の出力を得た。

【0076】(実施例7)超音波気泡検出器10の送信側にPZT圧電素子1を実施例6と同様に加工し送信部とし、一方、受信側にPT圧電素子1を同様に加工して受信部とした。

【0077】圧電素子1も構成は、実施例6と同様にし、PZTは6KVで70度の液槽で20分間分極し、PTは周波数定数を測定し、周波数定数 $Nt = 2240 \text{ Hz/m}$ より圧電素子の厚さtを2.24mmと求め設計した。凹部(溝)の深さは実施例1の計算式よりaは1.24mm以上の深さが必要であり、aはPZT同様1.4mmとして加工した。分極電圧は厚さ当たり4.5KVの分極電圧を印加するため10KVの電圧を、約100℃の液槽中でほぼ30分間分極処理し受信部とした。これ以外は実施例1と同様の超音波気泡検出器10を形成し、実施例1と同様の回路で駆動し、実施例1と同様に評価したところ実施例1とほぼ同様の出力を得た。

【0078】(実施例8)超音波気泡検出器10の送信側にPZT-PNN($\text{Pb}(\text{Ni}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$)複合ペロブスカイト圧電素子1を図1のように加工し、送信部とした。受信側にPZT圧電素子1を実施例6と同様に加工して受信部とした。

【0079】圧電素子1は、形状を実施例1と同一にし、PZT-PNNは周波数定数を測定し、周波数 $Nt = 1950 \text{ Hz/m}$ より圧電素子1の厚さtを1.95mmと求め設計した。凹部(溝)の深さは実施例1の計算式よりaは0.95mm以上の深さが必要でありaは1.2mmの深さまで加工した。分極電圧は厚さ当たりPZT同様6KVで70度の液槽で20分間分極した。送信側はPZTを実施例1と同一にし、PZTは6KVで約70℃の液槽で20分間分極した。これ以外は実施例1と同様の超音波気泡検出器10を形成し、実施例1と同様の回路で駆動し、実施例1と同様に評価したところ実施例1とほぼ同様の出力を得た。

【0080】(実施例9)実施例6の圧電素子1の組合せで、仕切板7にABS樹脂を使い、接着剤12に変成シリコンポリマーとエポキシ樹脂を主成分とする接着剤(商品名:ボンドMOS7)を用いて圧電素子1のウラ電極(電極面4)に均一に塗布し、接着してほぼ24時間室温放置し硬化接着した。これ以外は実施例1と同様の超音波気泡検出器10を形成し、実施例1と同様の回路で駆動し、実施例1と同様に評価したところ実施例1とほぼ同様の出力を得た。

【0081】(実施例10)実施例7の圧電素子1の組合せで、仕切板7にノリル樹脂を使い、接着剤12にアクリル樹脂系を主成分とする接触硬化型接着剤(商品名:SGA-60)を用いて圧電素子ウラ電極に均一に塗布し、接着してほぼ24時間室温放置し硬化接着した。これ以外は実施例1と同様の超音波気泡検出器10を形成し、実施例1と同様の回路で駆動し、サンプル数20セットで実施例1と同様に評価した性能を調べたところ実施例1とほぼ同様の出力を得た。

【0082】また、20セットの超音波気泡検出器10を作り性能のばらつきを調べたところ気泡長さmmのも

のを検出する出力電圧は $0.5V \pm 0.1V$ であった。

【0083】(実施例11)図12は、本発明の他の実施例を示すで、その斜視図(図12(a))、その断面図(図12(b))である。

【0084】図12において、実施例1と同一の構成については、同一の参照番号を付している。

【0085】図12において、気泡検出用超音波センサ素子100は、圧電素子1を挟んで対向する表面3、裏面4の2つの電極面からなり、一方の電極面(裏面)4は、セラミック圧電素子1の側面のほぼ全体にまで延設された電極面5を有している。セラミック圧電素子1は、厚み方向に分極され、セラミック圧電素子1の裏電極面4に、一液型RTV系接着剤(主成分：シリコーンゴム)、1液または2液型のエポキシ樹脂系接着剤(主成分：エポキシ樹脂ポリアミドアミン、変成シリコンポリマー)、接触硬化型アクリル系接着剤(変性アクリルアミン系化合物)等から選ばれる接着剤12を介して仕切板7に加圧接着して、その圧電素子の、仕切板7に接着されない電極面(表面)3の両端3a、3aに、かつ、圧電素子の端部から所定距離b離間して、実質的に平行に幅w、深さa、長さが圧電素子1の長さLと実質的に同一の凹部(溝)2、2を設ける構造を有するものである。

【0086】この2つの凹部2、2は、圧電素子1を分極させる際に、圧電素子1が横方向に分極されるのを実質的に阻止または防止し、圧電素子1が厚さ方向に分極されるようにするためのものである。

【0087】この凹部2に、一液型RTV系接着剤(主成分：シリコーンゴム)、1液または2液型のエポキシ樹脂系接着剤(主成分：エポキシ樹脂ポリアミドアミン、変成シリコンポリマー)、接触硬化型アクリル系接着剤(変性アクリルアミン系化合物)等から選ばれる充填剤2aをスキージにより練り込み、室温で約20時間放置することにより硬化させ、電気絶縁性を改善してもよい。

【0088】圧電素子1としては、セラミック系のPZT($PbTiO_3-PbZrO_3$)、またはPZTを主成分とし、PbをBa, Sr, Caで置換したもの、または、PZTに第3成分を添加した、 $Pb(Sb_{1/2}Nb_{1/2})O_3$ 、 $Pb(Mg_{1/3}Nb_{2/3})O_3$ 、 $Pb(Co_{1/3}Nb_{2/3})O_3$ 、 $Pb(Ni_{1/3}Nb_{2/3})O_3$ 等の複合ペロブスカイト形化合物、PT($PbTiO_3$ に微量添加物を入れたもの)が用いられる。また、高分子系のポリフッ化ビニリデン(PVF)樹脂等を用いることもできる。

【0089】仕切板7としては硬質ポリ塩化ビニル樹脂、ABS樹脂、スチロール樹脂、アクリル樹脂等の比較的剛性の高い合成樹脂等が用いられる。

【0090】仕切板7の間隔は、図11に示すように仕切板7間に送液チューブ8の幅(チューブ外径)よりも

実質的に狭い仕切板7と同じ材質からなるスペーサ(不図示)が挿入されており、仕切板7の間隔を一定に保持している。仕切板7の距離は挿入されるチューブの変形により、仕切板7に接触するチューブの幅と圧電素子1のオモテ電極幅が略同一になる寸法に形成されており、例えば、外径4mm、内径3mmの軟質塩化ビニル樹脂製の送液チューブ8では略間隔を2.3mmに設計される。

【0091】圧電素子1は、振動周波数を1MHzの周波数で設計したが、送・受信用圧電素子1a、1bに誘電率2,000のPZTを使用した。圧電素子1の厚さは、圧電素子1の周波数定数を測定し、厚さ1m当たりの振動周波数を求め($Nt=2000Hz/m$)、振動周波数1MHzの圧電素子厚さを計算した。この結果、圧電素子の厚さを2mmとした。また、寸法は、送液チューブの変形後の密着幅と略同一に設計しており、圧電素子1の幅を3.3mmとした。

【0092】圧電素子1の長さは、送液チューブ変形後の気泡長を求めこれと実質的に同一の長さを計測し圧電素子1の長さを7mmとした。また、圧電素子1の凹部の溝2は電極面が設けられていない領域の幅bと、溝2の深さaと、圧電素子1の厚さtの関係式($a+b>t$)から、aは1mm以上の深さが必要であり、aは1.4mmとした。(ここで、aは溝の深さ、bは圧電素子の側面まで延設された一方の電極と、他方の電極との距離である。また、tは、これらの電極の厚さである)。この圧電素子1は、分極電圧は6KVを約70℃の液槽中で約20分間印加し、分極操作を行った。

【0093】圧電素子1の仕切板7への接着は、接着剤12として一液性RTV接着剤(KE45-W:信越シリコン(株))を用い、電極面4のほぼ全面に薄くヘラで、気泡等が実質的に存在しないように一様に塗布し、仕切板7背面のチューブ装着位置とほぼ同一の部分に凹部2がチューブ8の上位位置になるようにして接着した。接着は、固定治具で圧力をほぼ均一に加圧($0.5kgf/mm^2$ 程度)してほぼ一昼夜放置して固定した。放置後固定治具より外し、ポンプに装着し超音波気泡検出器とした。

【0094】図13は、仕切板7へ圧電素子1を接着剤12で固定した状態を示す断面図である。

【0095】図14は、図12に示す実施例11の圧電素子1を気泡検出器として使用するために組立て、可撓性の送液チューブ8を挟んだ状態を上から見た図(図14(a))、図12に示す実施例6の圧電素子を気泡検出器として使用するために組立て、可撓性の送液チューブ8を挟んだ状態を正面から見た図(図14(b))である。

【0096】実施例11の超音波センサ素子100と仕切板7からなる超音波気泡検出器10を備えた装置の送液制御機構、警報監視回路、警報等の報知機構は、図5

と同様である。

【0097】実施例1と同様の回路で駆動し、実施例1と同様に評価したところ実施例1とほぼ同様の出力を得た。

【0098】(実施例12)超音波気泡検出器10の送信側にPZT圧電素子1を実施例6と同様に加工し送信部とし、一方、受信側にPT圧電素子1を同様に加工して受信部とした。

【0099】圧電素子1も構成は、実施例6と同様にし、PZTは6KVで70度の液槽で20分間分極し、PTは周波数定数を測定し、周波数定数 $Nt = 2240 \text{ Hz/m}$ より圧電素子の厚さ t を2.24mmと求め設計した。凹部(溝)の深さは実施例1の計算式より a は1.24mm以上の深さが必要であり、 a はPZT同様1.4mmとして加工した。分極電圧は厚さ当たり4.5KVの分極電圧を印加するため10KVの電圧を、約100℃の液槽中でほぼ30分間分極処理し受信部とした。これ以外は実施例1と同様の超音波気泡検出器10を形成し、実施例1と同様の回路で駆動し、実施例1と同様に評価したところ実施例1とほぼ同様の出力を得た。

【0100】(実施例13)超音波気泡検出器10の送信側にPZT-PNN($\text{Pb}(\text{Ni}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$)複合ペロブスカイト圧電素子1を図1のように加工し、送信部とした。受信側にPZT圧電素子1を実施例6と同様に加工して受信部とした。

【0101】圧電素子1は、形状を実施例1と同一にし、PZT-PNNは周波数定数を測定し、周波数 $Nt = 1950 \text{ Hz/m}$ より圧電素子1の厚さ t を1.95mmと求め設計した。凹部(溝)の深さは実施例1の計算式より a は0.95mm以上の深さが必要であり a は1.2mmの深さまで加工した。分極電圧は厚さ当たりPZT同様6KVで70度の液槽で20分間分極した。送信側はPZTを実施例1と同一にし、PZTは6KVで約70℃の液槽で20分間分極した。これ以外は実施例1と同様の超音波気泡検出器10を形成し、実施例1と同様の回路で駆動し、実施例1と同様に評価したところ実施例1とほぼ同様の出力を得た。

【0102】(実施例14)実施例11の圧電素子1の組合せで、仕切板7にABS樹脂を使い、接着剤12に変成シリコンポリマーとエポキシ樹脂を主成分とする接着剤(商品名:ボンドMOS7)を用いて圧電素子1のウラ電極(電極面4)に均一に塗布し、接着してほぼ24時間室温放置し硬化接着した。これ以外は実施例1と同様の超音波気泡検出器10を形成し、実施例1と同様の回路で駆動し、実施例1と同様に評価したところ実施例1とほぼ同様の出力を得た。

【0103】(実施例15)実施例12の圧電素子1の組合せで、仕切板7にノリル樹脂を使い、接着剤12にアクリル樹脂系を主成分とする接触硬化型接着剤(商

品名:SGA-60)を用いて圧電素子ウラ電極に均一に塗布し、接着してほぼ24時間室温放置し硬化接着した。これ以外は実施例1と同様の超音波気泡検出器10を形成し、実施例1と同様の回路で駆動し、サンプル数20セットで実施例1と同様に評価した性能を調べたところ実施例1とほぼ同様の出力を得た。

【0104】また、20セットの超音波気泡検出器10を作り性能のばらつきを調べたところ気泡長5mmのものを検出する出力電圧は $0.5 \text{ V} \pm 0.1 \text{ V}$ であった。

【0105】実施例として、輸液ポンプの例を示したが、上述の実施例に限定されるものでなく、シリンジポンプ、人工肺を含む体外血液循環回路等の医療用装置にも適用することができる。

【0106】なお、図15は、人工肺を含む体外血液循環回路を含む医療用装置の一例を示すもので、30は体外血液循環回路を制御する制御部を有する装置本体、31は人工肺、35は血液を体外循環させる遠心ポンプ、10は超音波気泡検出器である。

【0107】超音波気泡検出器10には、実施例1~15に示した超音波センサ素子が適用でき、超音波気泡検出器10は、人工肺31と遠心ポンプ32との間に設けられ、超音波気泡検出器10により検出された出力信号に基づいて、装置本体30に設けられた制御部24(図5参照)により遠心ポンプ32の駆動制御がなされる。

【0108】(比較例1)図16に示すような、表面電極(電極面3)の電極未印刷部分3bが実施例1と同じ1mmの溝部(凹部)を有しない構造の圧電素子1を使い超音波気泡検出器を構成した。送信側にPZT圧電素子を送信部とし、受信側にPT圧電素子を受信部とした。

【0109】圧電素子は、溝部(凹部)を有しない構造以外は形状を実施例1と同一にし、PZTは6KVで約70℃の液槽で20分間分極したところ圧電素子は側面電極とオモテ面電極の間で縁面放電を起こし分極処理を行うことができなかった。また、PTは厚さ t を2.24mmの圧電素子に10KVの電圧を、液槽温度100度の中で30分間分極処理したところ同様に縁面放電を起こし分極処理を行うことができなかった。

【0110】また、分極電圧を下げ、分極可能な限界を調べたところ、PZTは2.5KVでPTは3KVであった。この圧電素子を使い気泡検出器を構成し、実施例1と同一に構成して評価したところ気泡検出器の感度は気泡長3.5mmで出力電圧は0Vを示し、3.5mm以上の気泡に対し応答を示さなかった。

【0111】(比較例2)図17に示すような、表面電極(電極面3)の電極未印刷部分3bが3mmで溝部(凹部)を有しない構造の圧電素子1を使い、超音波気泡検出器を構成した。送信側にPZT圧電素子を送信センサとし、受信側にPT圧電素子を受信センサとした。圧電素子の幅寸法は表面電極幅に3mm加算した5.3

mmの大きさでにした。

【0112】他の圧電素子1は、溝部（凹部）を有しない構造と電極未印刷部分3bを広げた以外は形状を実施例1と同一にし、PZTは6KVで70度の液槽で20分間分極した。分極した圧電素子1は、試験サンプル20個のうち15個が側面電極と表面電極の間で縁面放電を起こし分極処理を行うことができなかった。

【0113】また、PTは厚さを2.24mmの圧電素子1に10KVの電圧を、約100℃の液槽中で30分間分極処理したところ同様20個のサンプルの中で18個が縁面放電を起こし分極処理を行うことができなかった。

【0114】また、分極処理を行ったうちの、PZTの良品は5個とPT良品2個で2セットの気泡検出器を作り、実施例1と同一に構成して評価したところ気泡検出器の感度は気泡長4mmで出力電圧は比較例1同様に0Vを示し、4mm以上の気泡に対し応答を示さなかった。

【0115】また、電極未印刷部分（電極が設けられていない部分または領域）の未分極部分による影響と思われる検出電圧の再現性が悪くなり、同一の試料を繰り返して測定しても再現性誤差が30%以上もあり実用上問題がある。

【0116】なお、図8は、本願発明の実施例1～5の圧電素子を分極処理した時の分極電圧に対する圧電性能を表す電気機械結合定数（ K_t ）の関係で実験に基づいて表したものである。

【0117】（発明の効果）本発明は、圧電素子と、圧電素子上に対向して設けられた1対の電極とからなる超音波センサ素子であって、一方の電極は、圧電素子の側面まで延設され、他方の電極は、一方の電極が延設された側面の端部から所定距離離間して設けられ、側面と該他方の電極の端部との間に分極阻止部が形成されたことを特徴とする超音波センサ素子であるので、圧電素子の対向する電極面間の絶縁耐圧が改善され、大きい分極電圧を印加できるようになり、圧電素子の厚み方向への分極処理が可能となる。

【0118】大きい分極電圧を印加できる結果、圧電体の電気性能は向上し、液中を一定電圧で、より大きいレベルの信号を出し、受信部では高感度で信号を受信できるので超音波気泡検出器として用いる場合において、通液状態と気泡が入り空液状態を検出する信号の感度比がより一層向上する。この結果、超音波センサ素子の小型が図られ、チューブ内に混入する気泡をより精密に、より正確に監視できるようになる。

【0119】また、分極処理を行う過程で耐圧不足による絶縁破壊不良が無くなり製品の歩留まりが向上し、更に分極電圧/圧電素子性能比が安定な領域で分極処理が可能になったので製品の電気特性の安定性が向上し再現良く製品を製作できるようになる。

【0120】本発明は、圧電素子と、圧電素子上に対向して設けられた1対の電極とからなり、一方の電極は、該圧電素子の側面まで延設され、他方の電極は、一方の電極が延設された側面の端部から所定距離離間して設けられ、側面と該他方の電極の端部との間に分極阻止部が形成されたことを特徴とする超音波センサ素子と、この超音波素子により検出された信号に基づいて医療用ポンプの駆動制御を行う制御手段とを備えてなる医療用ポンプシステムであるので、超音波センサ素子の小型が図られ、チューブ内に混入する気泡をより精密に、より正確に監視でき、医療用ポンプの駆動制御をより正確に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本願発明の実施例1に係わる圧電素子の斜視図である。

【図2】 図1の圧電素子の断面図である。

【図3】 図1の圧電素子を用いた超音波気泡検出器を示す図である。

【図4】 図3の超音波気泡検出器をチューブに装着した状態を上から見た図及び超音波気泡検出器をチューブに装着した状態を横から見た図である。

【図5】 本願発明の実施例の圧電素子を使った気泡検出器を構成するブロック図である。

【図6】 本願発明の実施例の圧電素子を使った超音波気泡検出器を内蔵する輸液ポンプの実装図である。

【図7】 本願発明の実施例の圧電素子を使った超音波気泡検出器のチューブ内の液体中に存在する気泡長に対する受信部の出力電圧特性図である。

【図8】 本願発明の実施例の圧電素子を分極処理した時の分極電圧に対する圧電性能を表す電気機械結合定数（ K_t ）の関係で実験に基づいて表したものである。

【図9】 本願発明の実施例6に係わる圧電素子の斜視図及び断面図である。

【図10】 図9の圧電素子を用いた超音波気泡検出器を示す図である。

【図11】 図9の超音波気泡検出器をチューブに装着した状態を上から見た図及びチューブに装着した状態を横から見た図である。

【図12】 本願発明の実施例11に係わる圧電素子の斜視図及び断面図である。

【図13】 図12の圧電素子を用いた超音波気泡検出器を示す図である。

【図14】 図12の超音波気泡検出器をチューブに装着した状態を上から見た図及びチューブに装着した状態を横から見た図である。

【図15】 本願発明の実施例の圧電素子を適用した医療用ポンプシステムを示す図である。

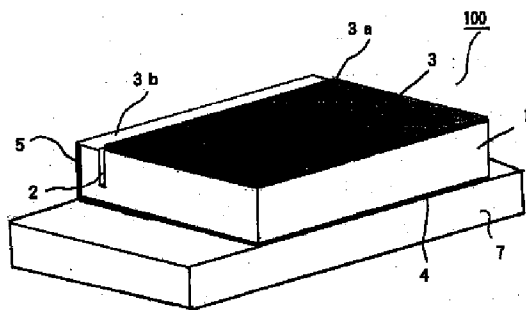
【図16】 従来の構造の圧電素子の断面図である。

【図17】 従来の構造の圧電素子の断面図である。

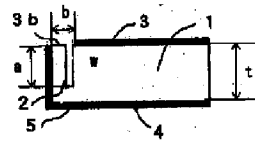
【符号の説明】

- | | |
|-------------|--------------|
| 1…圧電体 | 12…接着剤 |
| 2…凹部 | 13…薬液バッグ |
| 3, 4…電極 | 14…送液チューブ |
| 3a…電極端部 | 15…医療用ポンプ |
| 3b…電極未印刷部 | 17…送信用圧電素子 |
| 5…側面電極 | 18…受信用圧電素子 |
| 6…圧電素子 | 19…送液停止シャッター |
| 7…仕切板 | 24…制御回路 |
| 8…送液チューブ | 30…装置本体 |
| 9…薬液 | 31…人工肺 |
| 9a…気泡 | 35…遠心ポンプ |
| 10…超音波気泡検出器 | 100…超音波センサ素子 |
| 11…リード線 | |

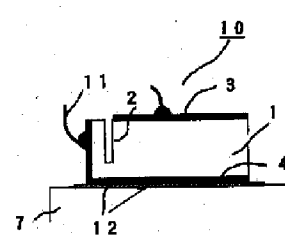
【図1】



【図2】

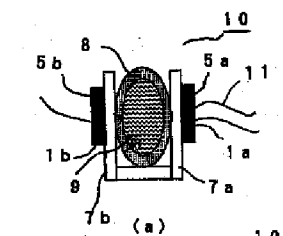


【図3】

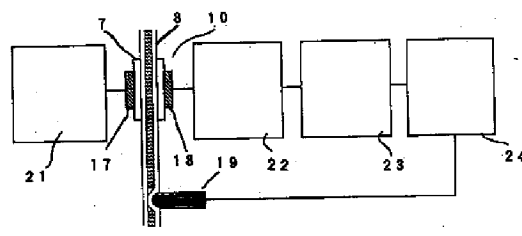


【図6】

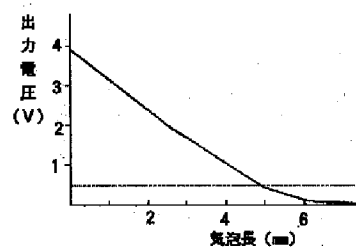
【図4】



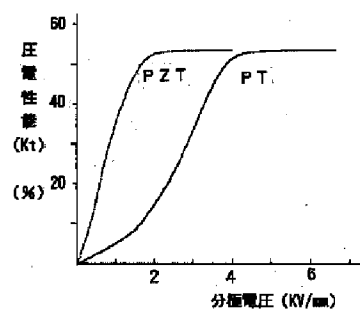
【図5】



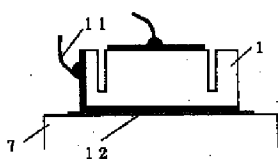
【図7】



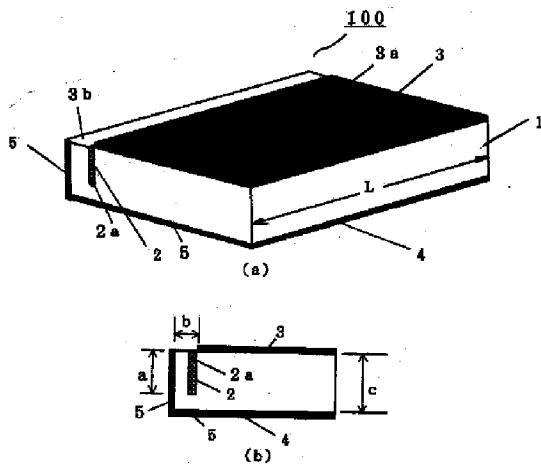
【図8】



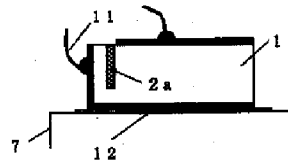
【図13】



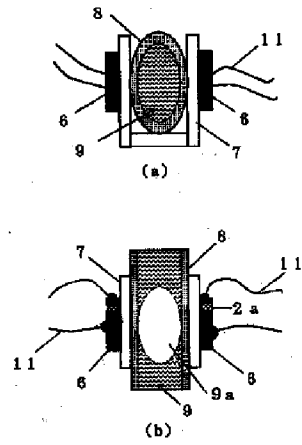
【図9】



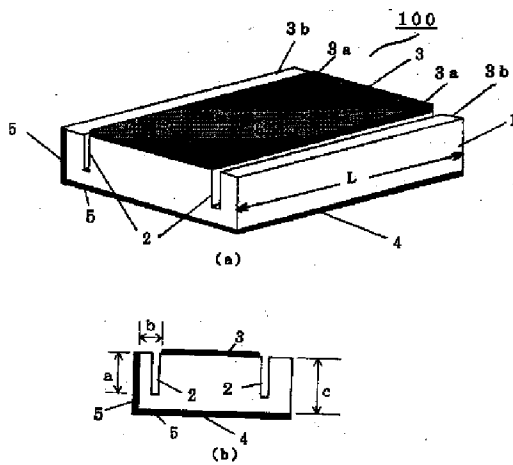
【図10】



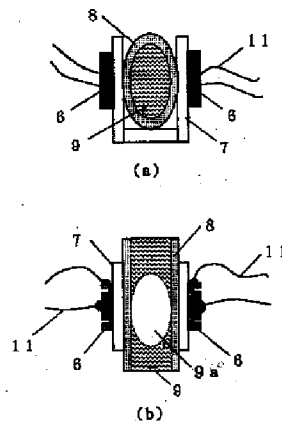
【図11】



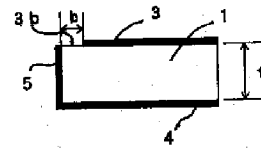
【図12】



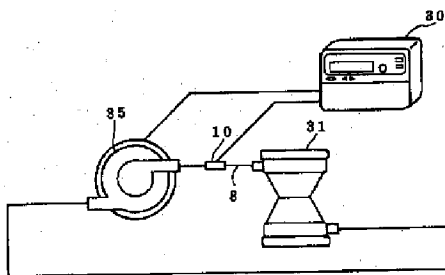
【図14】



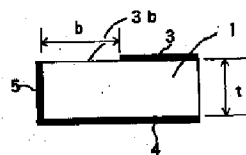
【図16】



【図15】



【図17】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁶
G 0 1 N 29/24

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所